

## 医学图像融合技术研究综述\*

## A Summary of the Research of Medical Image Fusion

张孝飞

王强

韦春荣

王至诚\*\*

张福北\*\*

Zhang Xiaofei

Wang Qiang

Wei Chunrong

Wang Zhicheng

Zhang Fubei

(广西师范大学物理与电子科学系, 桂林市育才路3号, 541004)

(Department of Physics & Electronic Science, Guangxi Normal University,  
3 Yucailu, Guilin, Guangxi, 541004, China)

**摘要** 介绍医学图像融合的意义和医学图像融合的方式, 提出图像数据转换、图像数据相关、图像数据库和数据理解是实现医学图像融合需要解决的关键技术和技术难关。重点介绍图像配准的方法及其研究现状, 并结合作者的经验和经验, 分析如何利用小波变换技术对图像进行信息融合, 直观地从整体上阐述医学图像融合技术。

**关键词** 医学图像 信息融合 图像配准 图像处理 小波变换

中图法分类号 R445

**Abstract** The current state of the research of medical image fusion is described in the aspects of the significance and methods of medical image fusion, and the critical problems to be solved in this area such as especially the major technical obstacles of this area the methods and the current situation of image registration. combining the author's experience, some means of making image fusion wavelet transform techniques are presented.

**Key words** medical image, intelligence fusion, image registration, image process, wavelet transform

信息融合<sup>[1]</sup>既多源信息的协同运用技术,是把多源信息在空间或时间上冗余互补的数据根据需要进行处理,将数据协同应用,获得研究对象的一致描述,进一步发现多源信息有机组合所蕴含的新信息。因此,信息融合系统将比组成它的各分系统具有更优越的性能,换言之,信息融合是建立在多源信息系统之上的横向信息综合应用技术。信息融合技术支持信息共享,着力于合理利用信息资源,弥补信息不完整、部分信息不精确或不准确造成的缺陷,使系统的性能指标、可靠性、稳定性、容错能力都得以提高。

不同的医学图像提供了相关脏器的不同信息,比如,CT (computed tomography, 计算机X线断层扫描)和MRI (magnetic resonance image, 磁共振成像)以较高的空间分辨率提供了脏器的解剖结构信息,而PET (positive electron tomography, 正电子发

射计算机断层扫描)和SPECT (emission computed tomography, 单光子发射断层扫描)尽管空间分辨率较差,但提供了脏器的新陈代谢功能信息。显然,多种成像设备可以提供更全面的信息,但这些信息也可能相互矛盾,如能将不同医学图像的信息有机地结合起来,毫无疑问,将推动现代医学临床诊断的进步。医学图像融合是信息融合的一个极具特色的应用领域,其意义在于综合整体信息大于各部分信息之和<sup>[2,3]</sup>,从多源信息如CT、MRI、SPECT、PET等综合应用处理中获得新信息,为现代医学临床诊断带来新的思维。

## 1 医学图像融合的方式

一个完整的医学图像融合系统应该是各种医学成像设备、处理设备与融合软件的总和。下面是几种常用的分类方法。

按照成像设备的组成,可将系统分为同类多源融合系统与异类多源融合系统。同类多源图像融合系统如: SPECT图像融合系统, MRI图像融合系统等等; 异类多源融合系统如: SPECT与MRI图像融合系

2001-08-20收稿, 2001-09-13修回。

\* 广西壮族自治区高校科研项目资助。

\*\* 桂林南溪山医院核医学科, 广西桂林市, 541003 (Department of Nuclear Medicine, Nanxishan Hospital, Guilin, Guangxi, 5410003, China)。

统, SPECT与 CT图像融合系统, CT与 MRI图像融合系统等

按照融合对象分, 有单样本时间融合系统、单样本空间融合系统以及模板融合系统。单样本时间融合: 跟踪某个病人, 将其一段时间内对同一脏器所做的同种检查图像进行融合, 以助于跟踪病理发展和研究该检查对该疾病诊断的特异性。单样本空间融合: 将某个病人在同一时期内(临床上视1~2周内的时间为同时)对同一脏器所做的几种检查的图像进行融合, 以便综合利用这几种检查提供的信息(如MRI/CT可以提供脏器的结构信息, ECT可以提供脏器的功能信息), 对病情做出更准确的诊断。模板融合: 从许多健康人的研究中建立一系列模板, 将病人的图像与模板图像融合, 有助于研究某种疾病的病理和诊断标准。

按照处理方法, 则有数值融合法和智能融合法。数值融合法: 将来源于不同成像设备的图像做空间归一化处理(确保不同图像中的像素表达同样大小的空间区域), 获得一致性描述后, 直接应用。智能融合法: 将来源于不同成像设备的图像做空间归一化处理, 根据研究的需要, 选择不同图像中的所需信息进行融合。如: 提取MRI的颅骨轮廓作为先验知识用于SPECT脑的重建。

## 2 医学图像融合需要解决的问题

由于不同医学成像设备的成像机理不同, 其图像质量、空间与时间特性有很大的差别。因此, 要实现医学图像的融合, 图像数据转换、图像数据相关、图像数据库和数据理解都是要解决的关键技术。

图像数据转换包括不同图像的格式转换、三维方向调整、尺度变换等, 其目的在于确保多源图像的像素表达同样大小的实际空间区域, 确保多源图像对脏器在空间描述上的一致性。

图像数据相关主要是完成相关图像的对位(也称图像配准, image registration)。理想情况下, 图像融合应能够实现所研究图像精确的点到点对应, 然而在实际应用中, 图像分辨率越高(结构图像分辨率较高, 通常为毫米级<sup>[4]</sup>), 图像细节越多, 实现点到点的——对应也就越困难; 并且, 事实上由于各种客观或人为因素, 用医学图像获得100%真实的脏器信息是不可能的。医学图像设备总是在不断地完善以求所得图像能更接近脏器的真实情况。图像配准技术的实现是医学图像融合的难度。

图像数据库完成典型病例和典型图像数据的建档、管理和信息提取, 它是图像融合的数据支持。

数据理解是医学图像融合的最终目的。图像融合潜力在于综合处理应用各种成像设备所得信息以获得新的有助于临床诊断的信息。由于图像融合技术目前还是一个全新的研究领域, 因此, 如何理解和利用这些新的综合信息, 还需要不断的实验和证明。

## 3 医学图像融合面临的难点

### 3.1 图像配准及其研究现状

图像配准是公认难度较大的图像处理技术, 也是制约着医学图像融合技术的发展和医学图像融合软件实用化的技术难关。近年来, 发展了许多图像配准方法<sup>[5~7]</sup>, 分类介绍如下。

3.1.1 外部定位装置法 方法是: 在病人颅骨嵌入螺钉, 或在皮肤上做记号, 或放置其他在2幅图像都可检测到的附加标记物, 例如充有硫酸铜的管子、玻璃珠、铬合金珠、明胶球等。这方面的例子有: Shukla等<sup>[8]</sup>将3个小模型分置于双侧外耳道和眉间作为定位标志, 融合脑SPECT与MRI; SPECT采集时模型内放入Co, MRI采集时放入CuSO<sub>4</sub>, 取同样的切面厚度重建横切面图像, 以出现3个标志点的切面作为参考平面定位2种成像方式的对应层面。Malison等<sup>[9]</sup>将一尼龙胶带固定在患者头部, 胶带上固定数个中空的小球, 在进行不同方式采集时, 球内注入不同的显像剂或增强剂, 利用计算机程序计算脑ECT和MRI各层面上标记点的位置信息, 确定出配对层面。原则上外部定位法可用于配准任何模式的图像, 而且配准精度很高, 在CT/MRI中, 定位精度大约在1~2mm<sup>[10]</sup>以内, 并且外部标志在医学图像中比较容易识别, 通过比较图像中标志的位置对配准结果也易于视觉检测, 因此, 这种方法配准效果比较理想; 缺点是在使用这些标志时, 受试者都要在扫描装置内严格保持不动, 有些还是介入性的, 对病人带来一定的痛苦。

3.1.2 曲线法 Butler<sup>[11]</sup>对二维投影放射照片首先用人工的方法在2幅图像中寻找对应的开曲线, 再在2条曲线局部曲率最佳拟合的线段用相同的采样率找出一组对应点来, 然后用对应点来匹配2幅图像。Guezec和Ayache<sup>[12]</sup>配准CT体积图像系列时, 用图像强度的导数自动提取脊线, 然后, 用连续的样条近似这些离散的曲线并计算曲率和扭矩。曲线的对应关系是用几何散列表检索和表决技术确定的。对应曲线及图像间的配准是通过刚体变换实现的。

3.1.3 表面法 基于表面的配准技术典型的例子是Pelizzari和Chen研究的“头帽法”。从一幅图像轮廓提取的点集称作帽子, 从另一幅图像轮廓提取的表面模型叫作头。一般用体积较大的病人图像, 或在图像

体积大小差不多时用分辨较高的图像来产生头表面模型。Powell探索算法被用来寻求所需的几何变换,即使帽点和头表面间的距离平均平方值最小。许多学者对该算法作了重要改进,例如用多分辨金字塔技术克服局部极值问题;用距离变换拟合两幅图像的边缘点,斜面匹配技术可有效地计算距离变换。

3.1.4 矩和主轴法 借用经典力学中物体质量分布的概念,计算一幅图像像素点的质心和主轴,再通过平移和旋转使两幅图像的质心和主轴对齐,从而达到配准的目的<sup>[14]</sup>。这方面的例子有东南大学的汪家旺、舒华忠、罗立民等用基于 Legendre矩的方法融合 CT和 MR医学图像<sup>[15]</sup>。该方法对数据的缺失较敏感,即要求整个物体必须完整的出现在一幅图像中,此外,该方法还对神经医生感兴趣的某些病案效果不佳。例如, PET图像中大的周边低代谢肿瘤可能引起较大的 MR-PET配准误差。学者们更多地是使用主轴变换法作粗配准,使两幅图像初步对齐,可以减少后续主要配准方法的搜索步骤。

3.1.5 相关法 对于同一物体由于图像获取条件的差异或物体自身发生的小的改变而产生的图像序列,采用使图像间相似性最大化的原理实现图像间的配准,即通过优化两幅图像间相似性准则来估计变换参数,主要是刚体的平移和旋转。对照相序列,考虑到棱镜系统的使用,还要作必要的尺度变换。还须对曝光时间不同引起的强度差异作修正。对核医学图像也要作强度换算来修正因获取时间、注入活性及背景等因素产生的影响。所使用的相似性测度可以是多种多样的,例如相关函数、相关系数、差值的平方和或差的绝对值和等。由于要对每种变换参数可能的取值都要计算一次相似性测度,相关法的计算量十分庞大,一些学者在这方面做出了努力。例如,用相位相关傅里叶法估算平移和旋转参数;用遗传算法和模拟退火技术减少搜索时间和克服局部极值问题,及用傅里叶不变性和对数变换分解变量的互相关技术。值得注意的是相关法主要限于单模图像配准,通过改进算法,也可用于多模图像配准。

3.1.6 最大互信息配准法 互信息是信息论的一个基本概念,是2个随机变量统计相关性的测度。Woods<sup>[16]</sup>使用给出参考像后测试图像的条件熵作为配准的测度。他研究的 AIR是一种广泛应用于 PET到 MR图像配准的算法,但缺点是依赖对 MR图像的预处理,这通常涉及很费功夫的剔除非脑组织的手工编辑工作。Collignon<sup>[17]</sup>、Viola和 Wells<sup>[18]</sup>、Studholme<sup>[19]</sup>等人用互信息作为多模医学图像的配准的测度。如果两幅图像几何上对齐的话,它们对应

体素对的强度值的互信息最大。由于该方法不需要对2种成像模式中图像强度间关系的性质作任何假设,也不需要图像作分割或任何预处理,所以被广泛地用于 CT/MR、PET/MR等多种配准工作。最大互信息法几乎可以用在任何不同模式图像的配准,特别是当其中一个图像的数据部分缺损时也能得到很好的配准效果。

3.1.7 图谱法 图谱方法作为图像匹配的一个重要应用,特别是对研究工作而言,对来自不同个体的图像进行匹配是有重要意义的。而通过医学图像和医学图谱之间的匹配,可以把来自医学图谱的语法的和/或语义的信息映射到不同病人个体的图像上去。图谱匹配方法的一个直接的应用就是实现医学图像的自动识别和正确地分割。

值得注意的是,医学图像匹配是一项正在快速发展中的技术。到目前为止,已经提出了许多种医学图像匹配的算法,但应用于临床的报道还不多,大部分文献中的算法都只是对少数的几个或几十个病人的研究结果。为了解决图像配准,理论上可以构造一种成像设备以同时获得多种模态的图像,但这存在很大的技术困难。另外较实际的办法是对不同的成像设备,要求对病人进行严格准确的定位,这可以通过记录定位位置、机械定位装置、激光定位装置或其它一些定位方法实现<sup>[6]</sup>。

### 3.2 图像信息融合

图像融合就是要将同一对象的2个或更多的图像合成到一幅图像中,以便它比任何原来的一幅都更容易为人们所理解。因此,图像配准以后,还要进行图像的融合。

在进行医学图像信息融合之前,一般要根据医学专家的意见,对已配准的图像进行预处理,分别从2幅图像中提取所需信息而融合得到一幅新图像。融合目的和成像设备不同,融合方式都不太一样。比如文献[15]在 CT图像中显示 MR病灶,其方法是:根据 MR图像中病变区域的灰度范围与正常组织的灰度范围的不一致,首先采用灰度阈值分割技术进行阈值处理;再对经过阈值处理后的图像进行中值滤波,以消除边缘附近的噪音;再用边缘追踪技术提取出病变的边缘,将病变部分识别出来,然后在 CT图像上融合显示。

也有应用小波变换的方法,直接实现图像信息融合,即是先将两幅图像进行小波正变换,两幅图像都在变换域中通过取各自坐标中幅度最大的系数进行组合,然后再对所得系数使用逆变换重建出融合的图像,使的结果图像同时融合了两幅图像的清晰<sup>[20]</sup>部

分。例如，把 MRI 图像的构造信息与 PET 扫描的功能信息结合在一起产生一个更方便的结果<sup>[21]</sup>。下面简单介绍一下小波变换的方法

定义 若  $j(x)$  是一个实值函数且它的频谱  $\hat{j}(x)$  满足允许条件<sup>[21-23]</sup>：

$$C_j = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{|\hat{j}(x)|^2}{|x|} dx < \infty,$$

则  $j(x)$  被称作一个基本小波。显然有， $\hat{j}(0) = \hat{j}(\infty) = 0$ 。一组小波基函数  $\{j_{a,b}(x)\}$ ，能够通过平移和伸缩基本小波  $j(x)$  来生成：

$$j_{a,b}(x) = \frac{1}{a} j\left(\frac{x-b}{a}\right).$$

其中  $a > 0$  且与  $b$  同为实数。变量  $a$  反映一个特定基函数的尺度（宽度），而  $b$  则指明它沿  $x$  轴的平移位置。

函数  $f(x)$  以小波  $j(x)$  为基的连续小波变换就是

$$W_f(a,b) = \langle f, j_{a,b} \rangle = \int_{-\infty}^{\infty} f(x) j_{a,b}(x) dx,$$

连续小波逆变换为

$$f(x) = \frac{1}{C_j} \int_0^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} W_f(a,b) j_{a,b}(x) db \frac{da}{a^2}.$$

由于图像是离散信号，所以利用离散小波变换 (DWT) 的算法。离散小波变换使用被称为 Mallat 的“鱼骨型算法” (有时又称为快速小波变换 FWT)，其过程如图 所示

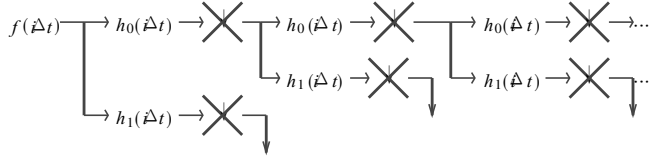


图 1 离散小波变换算法

Fig. 1 An algorithm of discrete wavelet transforms

这是以迭代的方式使用双子带编码并自底向上地建立小波变换，即首先计算小尺度下的系数。作为第一步，对原始信号进行子带编码之后，对低半带信号  $g_0(\Delta t)$  再一次实施半带子带编码。这样就得到一个  $N/2$  点的高半带信号和 2 个  $N/4$  点的子带信号，它们分别对应于区间  $[0, S_N]$  的第 1 个和第 2 个  $1/4$  区域。连续进行这一过程，在每一步都保留高半带信号并进一步编码低半带信号直到得到了一个仅有一个点的低半带信号为止。这样一来，变换系数就是这个低半带点再加上用子带编码的高半带信号的全部

下面解释一下子带编码。一个给定限带信号

$f(t)$ ，设

$$N\{f(t)\} = F(S) = 0, \text{对任何 } |S| \geq S_{\max},$$

我们能够以单一的采样间隔来采样这个信号以构成：

$$f(i\Delta t), i = 0, 1, \dots, N-1; S_{\max} \leq S_N = \frac{1}{2\Delta t},$$

这里  $S_N$  是 Nyquist (重叠) 频率。我们可以把频率轴等分成 2 个子区间  $[0, S_N/2]$  和  $[S_N/2, S_N]$  (注：这里讨论的仅是正频率)。这样一来，我们就可以把整个信号划分为 2 个部分：低半带和高半带。

(i) 低半带：用理想半带低通滤波器  $h_0(i\Delta t)$  对信号进行滤波，结果是整个频带  $[-S_N, S_N]$  中低频那一部分。此时，信号经理想半带低通滤波器滤波后，其最高频率就比原来的最高频率降低了一倍，产生了冗余数据，成为过采样。为了降低数字信号处理的计算量，提高处理速度，我们可以采用间隔采样（下采样）的办法，来消除冗余数据

(ii) 高半带：用理想半带通滤波器  $h_1(i\Delta t)$  对信号进行滤波，结果是整个频带  $[-S_N, S_N]$  中高频那一部分。然后，进行间隔抽样（下采样），这样，就得到了既无数据冗余又包含了完整高频部分的信号。

离散小波逆变换，其过程如图 所示（每层滤波之前都进行了上采样）

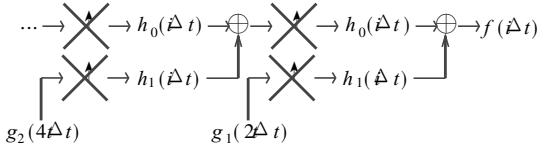


图 2 离散小波逆变换算法

Fig. 2 An algorithm of inverse discrete wavelet transforms

二维离散信号（例如图像）的小波变换就是在—维的基础上的推广，可以参见文献 [21]。综合起来，利用小波变换进行图像信息融合，步骤如下。

- 第 1 步：分别将待合成的 2 幅图像进行小波正变换；
- 第 2 步：利用一个循环，组合 2 幅图像在变换域中各自坐标中幅度最大的系数（即取对应点的最大值）；
- 第 3 步：利用第二步得到的组合系数，进行小波逆变换，重构出一幅融合图像

#### 4 结束语

医学图像融合技术是 90 年代中期发展起来的一项高新技术，也是当前国内外研究的热点之一。本文详细的介绍了医学图像融合的意义、方式，特别重点介绍了医学图像融合的难点：图像配准和图像信息融合的方法及其研究现状，使得从整体上对医学图像融

参考文献

- 1 吴蔚,朱家瑞等.信息融合技术的一个热点:医学图像融合.国外医学放射医学核医学分册,1998,22(3):103~105.
- 2 Roolker W et al. J Nucl Med,1997,38:1600~1603.
- 3 Hawke D J Eur J Nucl Med, Springer Verlag, 1991. 752~756.
- 4 Kalki K et al. J Nucl Med, 1997,38:1535~1540.
- 5 罗述谦,吕维雪.医学图像配准技术.国外医学生物医学工程分册,1999,22(1):1~8.
- 6 贾春光,段会龙,吕维雪.医学图像的匹配方法.国外医学生物医学工程分册,1998,21(3):140~149.
- 7 李小华,陈盛训.核医学图像融合技术.国外医学放射医学核医学分册,1998,22(3):105~108.
- 8 Shukla S S, Honeyman J C, Crosson B et al. Method for registering brain SPECT and MR images. JCAT, 1992, 16(6):966.
- 9 Malison R T, Miller E G, Greene R et al. Computer assisted coregistration of multi-slice SPECT and MR brain images by fixed external fiducials. JCAT, 1993, 17(6):952.
- 10 陈昱,庄天戈.医学影像中的图像配准和融合技术研究.中国医疗器械杂志,1999,23(3):134~138.
- 11 Balter J, Pelizzari C, Chen G. Correlation of projection radio graphs in radiation therapy using open curve segments and points. Med Phys, 1992, 19:329~334.
- 12 Ayache N. Mathematical methods in medical imaging, Bellingham, WA Spie Press, 1993, 2035:60~71.
- 13 Pelizzari C A, Chen G TY, Spelbring D R et al. Accurate three-dimensional registration of CT, PET and/or MR images of the brain. J Comput Assist Tomogr, 1989, 13:20~26.
- 14 Alpert N M, Bradshaw D, Kennedy D et al. The principal axes transformation: a method for image registration. J Nucl Med, 1990, 31:1717~1712.
- 15 汪家旺,舒华忠,罗立民等.基于 Legendre 矩的 CT 及 MR 医学图像融合方法.中国图象图形学报, 2001, 6(A4):369~373.
- 16 Woods R P, Mazziotta J C, Cherry S R. MRI/PET registration with automated algorithm. J Comput Assist Tomogr, 1993, 17:536~546.
- 17 Collignon A, Maes F, Delaere D et al. Automate multi-modality image registration based on information theory. In: Bizais Y. Proc Information Processing in Medical Imaging, Computational Imaging and Vision. Dordrecht: Kluwer Academic Publishers, 1995, 263~274.
- 18 Wells W, Viola P, Atsumi H et al. Multi-modal volume registration by maximization of mutual information. Med Image Anal, 1996, 1(1):35~51.
- 19 Studholme C, Hill D, Hawkes J. Automated 3D registration of MR and CT images of the head. Medical Image Analysis, 1996, 1(2):163~175.
- 20 Stephane Mallat, Wen Liang Hwang. Singularity detection and processing with wavelets. IEEE, 1992, 38(2):617~643.
- 21 Kenneth R. Castleman 著.数字图像处理.朱志刚等译.北京:电子工业出版社,1998.261~302.
- 22 程正兴.小波分析算法与应用.西安:西安交通大学出版社,1998.
- 23 秦前清,杨宗凯.实用小波分析.西安:西安电子科技大学出版社,1994.

(责任编辑:邓大玉)

## 车用二甲醚燃料研制成功

一种新型的车用二甲醚燃料在西安通过技术鉴定,这项技术填补了国内外空白,开拓了车用能源新领域。

由长安大学和陕西新型燃料燃具公司采用新技术研制的车用二甲醚燃料,是一种以煤炭为原料转换而来的气体燃料,它可替代传统汽油实现车用,同时可以大幅度降低排气污染。从汽车的动力性能、经济性能、排放性能、点火特性等方面的检测表明,车用二甲醚都等同或优于汽油。

我国煤炭资源位居世界首位,转换利用煤炭能源一直为我国政府所鼓励,车用新型二甲醚燃料的研制成功,将对车用能源结构调整产生积极影响。

(据科学时报)